



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MATEMATIKY**

INSTITUTE OF MATHEMATICS

**SEGMENTACE TOMOGRAFICKÝCH DAT  
MULTIFÁZOVÝCH MATERIÁLŮ**

SEGMENTATION ON TOMOGRAPHIC DATA OF MULTIPHASE MATERIALS

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Jan Troják

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

Ing. Adam Břínek

**BRNO 2018**



# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav matematiky  
Student: **Jan Troják**  
Studijní program: Aplikované vědy v inženýrství  
Studijní obor: Matematické inženýrství  
Vedoucí práce: **Ing. Adam Břínek**  
Akademický rok: 2017/18

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

## Segmentace tomografických dat multifázových materiálů

### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Rentgenová počítačová tomografie (CT) je technologie, která umožňuje zobrazit objekty ve 3D včetně jejich vnitřní struktury. Výstupem z tomografického měření jsou objemová data ve stupních šedi, která odpovídají lineárnímu absorpčnímu koeficientu skenovaného objektu. Následná analýza (určení povrchu, měření rozměrů, analýza pórů atd.) vyžaduje segmentaci vybraných struktur (odlišení jednotlivých fází). Jednoduché a často používané prahování na základě histogramu je často nedostačující z důvodu tomografických artefaktů a nesprávného nastavení měření.

Práce by se měla věnovat různým metodám analýz obrazů. Tyto metody by měly být zaměřeny na segmentaci dat, u kterých nelze použít nejsnazší metodu jednoduchého prahování. Na naměřených datech bude probíhat porovnávání vybraných metod. Nejvhodnější z vybraných metod se bude dále vyvíjet a bude používána pro analýzu obrazu v Laboratoři počítačové tomografie.

### Cíle bakalářské práce:

1. Seznámit se se základními principy rentgenové počítačové tomografie.
2. Seznámit se možnostmi segmentace tomografických dat v programu VG Studio MAX.
3. Seznámit se s naskenovanými daty a vybrat použitelné metody analýzy obrazu.
4. Seznámit se s vybranými metodami analýz obrazů. Stanovit postup pro zpracování získaných dat (filtrace dat, segmentace).
5. Realizovat vybrané metody analýzy obrazu na naměřených skenech.
6. Zhodnotit použité metody a kvalitu získaných dat.
7. Vytvořit návrh aplikace využívající probírané metody analýzy obrazu.

**Seznam doporučené literatury:**

KAK, A. C. a M. SLANEY. Principles of Computerized Tomographic Imaging. New York: IEEE Press, Inc., 1999.

HSIEH, J. Computed tomography: principles, design, artefacts, and recent advances, 2nd edition, 2009.

KALENDER, W. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 2006.

JAN, J. Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods. Boca Raton: Taylor, 2006.

KLÍMA, M., M. BERNAS, J. HOZMAN a P. DVOŘÁK. Zpracování obrazové informace. Praha: ČVUT.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

---

prof. RNDr. Josef Šlapal, CSc.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty



## Abstrakt

Práce se věnuje segmentaci multifázových materiálů z dat tomografického měření. Analýza dat je zaměřena na strukturu a jednotlivé materiály meteoritu. Ve struktuře meteoritu se nacházejí různé intermetalické fáze, které jsou obrazovou analýzou obtížně oddělitelné. Hlavním cílem je vyzkoušet vybrané techniky zpracování obrazu (prahování metodou Otsu, shluková analýza, narůstání oblastí). Techniky byly zvoleny s přihlédnutím na jejich výhody při analýze multifázových materiálů. Pro dosažení co nejlepších výsledků se využívají metody odstranění šumu a zostření obrazu. Výsledky jednotlivých technik jsou zhodnoceny. V závěru je uvedeno porovnání vybraných metod.

## Summary

This work deals with segmentation of multiphase materials from X-ray computed tomography measurement. The segmentation was performed on meteorite images. There are various intermetallic phases in the structure of the meteorite and they are difficult to separate. The main objective is to test different image processing techniques (Otsu's thresholding, cluster analysis, region growing). The techniques were chosen with the focus on their benefits for multiphase material segmentation. Image denoising and sharpening is used before segmentation. Subsequently, selected segmentation methods are applied to real data. The individual results are evaluated. Finally, the comparison of selected methods is presented.

## Klíčová slova

zpracování obrazu, segmentace, prahování, shluková analýza, narůstání oblastí

## Keywords

image processing, segmentation, thresholding, cluster analysis, region growing

TROJÁK, J. *Segmentace tomografických dat multifázových materiálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 45 s. Vedoucí Ing. Adam Břínek.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Segmentace tomografických dat multifázových materiálů vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jan Troják



Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Adamu Břínkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé bakalářské práce.

Jan Troják



# Obsah

<b>Úvod</b>	<b>12</b>
<b>1 Rentgenová počítačová tomografie</b>	<b>13</b>
1.1 Akvizice dat . . . . .	13
1.2 Vytvoření 3D modelu . . . . .	16
1.3 Artefakty v tomografických datech . . . . .	19
1.4 Využití v geologickém výzkumu . . . . .	21
<b>2 Příprava obrazu</b>	<b>22</b>
2.1 Potlačení šumu . . . . .	23
2.2 Ostření obrazu pomocí lokálních operátorů . . . . .	24
<b>3 Zpracování obrazu</b>	<b>26</b>
3.1 Prahování . . . . .	26
3.2 Shluková analýza . . . . .	28
3.3 Narůstání oblastí . . . . .	30
<b>4 Zpracování geologického vzorku</b>	<b>31</b>
4.1 Návrh postupu . . . . .	33
4.2 Aplikace segmentačních metod . . . . .	35
4.3 Porovnání a zhodnocení jednotlivých metod . . . . .	38
<b>Závěr</b>	<b>41</b>

# Úvod

Výpočetní tomografie (Computed Tomography, CT) je stále se rozvíjející metoda, která umožňuje neinvazivním způsobem a s požadovanou přesností zobrazit vnitřní strukturu tělesa pomocí rentgenového záření. Metoda se využívá především v medicíně pro zobrazování vnitřních orgánů a tkání pro diagnostiku chorob nebo poranění. Přesnost u medicínských přístrojů se v nejlepším případě pohybuje ve stovkách mikrometrů. K vývoji 3D-tomografických přístrojů pro lékařství významně přispěli nositelé Nobelovy ceny Allan McLeod Cormac a Newbold Hounsfield. První komerční přístroje byly nabízeny již v sedmdesátých letech. V devadesátých letech se výpočetní tomografie začala používat ke kontrole průmyslových objektů, kdy byly vyvinuty speciální přístroje pro první měření. Rozlišení však bylo hodně nízké (viz [1]), takže nebylo možné širší využití z hlediska metrologie. V roce 2005 byl poprvé představen přístroj vhodný pro průmyslové využití. Rozlišení těchto laboratorních přístrojů se pohybuje v řádech desítek až jednotek mikrometrů [1][2][3].

Výstupem z měření je veliký objem dat ve formě posloupnosti obrazů, který dohromady tvoří trojrozměrný obraz a který je nutný dále zpracovat. Posloupnost může tvořit až několik stovek obrazů. Z tohoto důvodu je nevhodné procházet manuálně jednotlivé obrazy, proto je potřeba tento proces automatizovat.

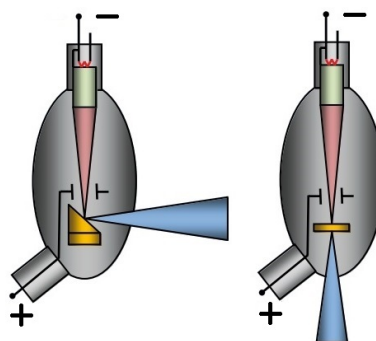
První část bakalářské práce je věnována popisu metody počítačové tomografie a teorii zpracování šedotónového obrazu. Důraz je kladen hlavně na segmentaci (popsané ve 3. kapitole). Ve druhé části jsou jednotlivé segmentační metody aplikovány na vzorek meteoritu a jejich výsledky jsou následně porovnány. Správné zpracování a především segmentace struktur tomografických dat je důležitá pro následnou analýzu, jako například měření rozměrů, analýza pórů, výpočet objemu látky zastoupené ve vzorku. Laboratoř rentgenové počítačové mikro a nanotomografie na CEITEC VUT (Středoevropský technologický institut, Vysoké učení technické v Brně) se zabývá analýzou dat meteoritu a cílem této práce je navržení přesnějšího postupu zpracování těchto dat. Běžně používanými metodami dochází k záměně mezi fázemi a hranami, což způsobuje nesprávnou segmentaci dat. Vybrány jsou vhodné metody a zhodnoceny na naměřených datech.

# 1 Rentgenová počítačová tomografie

## 1.1 Akvizice dat

Měřicí přístroj se sestává ze tří základních součástí: rentgenka, vysoce přesný otočný stůl, na který se upíná vzorek, a detektor. Rentgenka slouží jako zdroj rentgenového záření. Skládá se z anody a katody, kde působením termoemise katoda emituje elektrony, které se urychlují vysokým napětím k anodě a pronikají do materiálu anody [1]. Dopadem na terč při dostatečně vysokém urychlovacím napětí vzniká rentgenové záření. Frekvence vzniklého záření je závislá na urychlovacím napětí mezi katodou a anodou a na materiálu terče.

Existují dva druhy terčů rentgenek: reflexní a transmisní (obr. 1). U reflexního terče vzniká rentgenové záření dopadem uvolněných elektronů termoemise z katody na terč anody. Po dopadu elektronů na povrch anody se většina energie přemění na teplo a zbylá energie se přemění na rentgenové záření. Množství materiálu, ve kterém dochází ke vzniku rentgenového záření, může být poměrně rozsáhlé, a proto tento typ terče nabízí možnost použití většího rozsahu urychlovacího napětí a tak energie záření. Díky této konstrukci se dá odvádět větší množství tepla i při vyšším výkonu. Oproti tomu transmisní terče nabízejí větší rozlišení, ale naopak méně energie. Při použití méně energie, je menší ohnisko a tím se zlepší rozlišení [4]. Záření vzniká ze dvou různých fyzikálních principů. V prvním případě (tzv. brzdné záření) vzniká záření z důvodu zpomalování elektronu při jeho pronikání do kovového materiálu anody, protože každý elektron pohybující se se zrychlením vyzařuje elektromagnetické záření. V druhém případě záření vzniká vyražením elektronu z vnitřní vrstvy atomů materiálu na anodě. Tím vznikne volné místo pro přechod elektronu z vyšší energetické hladiny atomu na nižší, což způsobí fotoemisi a ve výsledku rentgenové záření [3][5].

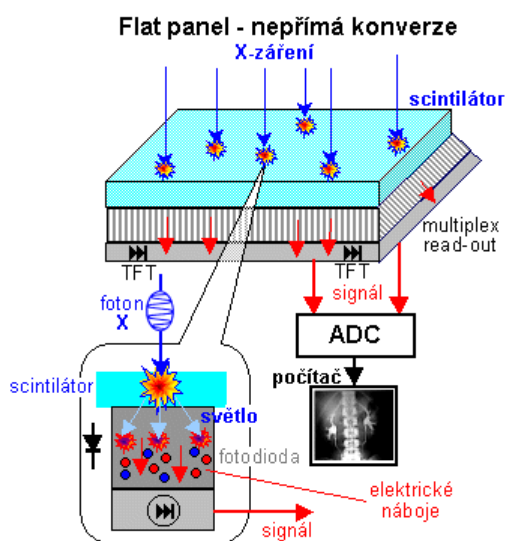


Obrázek 1: V levé části je reflexní a v pravé transmisní terč [2].



Rotační stůl slouží k přesnému uchopení vzorku. Osa rotace stolku musí být přesně určena, protože každá odchylka je zdrojem chyb. Označení pro soubor procesů jako je určení polohy osy rotace nebo jejich výchylek se nazývá „alignment”[4]. Během akvizice dat objekt rotuje. Rentgenový detektor tedy snímá vyzařované záření z různého úhlu natočení objektu. Tyto snímky analogicky jako obrazový senzor digitálního fotoaparátu předává v digitálním tvaru k dalšímu vyhodnocení.

Detektory se dělí na liniové nebo plošné. V medicíně se nejvíce používají liniové detektory a v laboratorích plošné. Liniové jsou méně hospodárné, protože se využívá pouze řádkový výřez kuželového paprsku. Nevýhodou kuželového paprsku je, že nasnímané roviny řezů, kromě roviny střední, nejsou kolmo k rotační ose. To vede při matematické rekonstrukci k převodu na normální pravoúhlý systém. Většina detektorů je založena na součástech z polovodičů pracujících se světelnými fotony než s přímým rentgenovým zářením. Převod rentgenového záření na světelné je umožněn scintilátorem a to tak, že dopad rentgenového záření na scintilátor aktivuje částice materiálu scintilátoru, které vyzáří světelné fotony. Pro zachycení těchto fotonů jsou použity běžné světlocitlivé prvky na bázi křemíku, jako jsou CCD nebo CMOS [2].



Obrázek 2: Flat-panel s nepřímou (scintilační) konverzí rentgenového záření na elektrický signál. Převzato a upraveno z [3].

Jedno z odvětví využití rentgenové tomografie je využití v průmyslové měřící technice. U klinických CT přístrojů se rentgenová jednotka otáčí. V průmyslové měřící technice je detektor a zdroj záření stacionární a otáčí se po-

zorovaný objekt. Pozorovaný objekt v průmyslové oblasti může obsahovat materiály, které vyžadují, na rozdíl od lékařského použití, odlišné parametry záření. Velikost napětí na rentgence se pohybuje mezi 100 a 450 kV a velikost proudu mezi 90 a 300  $\mu A$  v průmyslovém využití, kdežto u klinických přístrojů mezi 80 a 140 kV, respektive 10 a 400 mA [6][7]. Lidské tělo je složeno z velké části z vody a nevyžaduje pro kvalitní sběr dat vysokou intenzitu záření a hlavně ze zdravotních důvodů nemůže být vysoké intenzity použito. Naopak objekty zkoumané v průmyslovém odvětví obsahují denzní materiály, a proto vyžadují větší intenzitu záření [2].

Rentgenové záření se průchodem měřeným objektem zeslabuje. Čím delší je dráha paprsků objektem, tím méně záření vystupuje z objektu (Beerův-Lambertův zákon, rov. 1). Tento postup se podobá vytváření stínového obrazu částečně průsvitného objektu osvětleného bodovým zdrojem světla. Výstupem jsou projekce  $P_{\Theta}(t)$  (obr. 4 prostorová oblast), které v každém bodě vyjadřují výsledný útlum paprsku  $p_S$ . Hodnoty jasu obrazu odpovídají průsvitnosti prozářených oblastí a jsou tak závislé na jejich optické hustotě. Tlum intenzity rentgenového záření vlnové délky  $\lambda$  skrz materiál je vyjádřen podle Röntgena rovnicí [8]:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (1) \quad I/dI = -\mu dx, \quad (2)$$

kde  $I_0$  je intenzita paprsku na počátku zdroje,  $I$  je intenzita po průchodu materiálu s absorpčním koeficientem  $\mu$  určující konkrétní materiál o tloušťce  $x$ .

Integrací rovnice 2 po dráze paprsku  $s$  pro materiálově nehomogenní vzorek dostaneme vyjádření [8]:

$$I = I_0 e^{-\int \mu(s) ds}, \quad (3)$$

$$p_S(s) = \int \mu(s) ds = \ln(I_0/I), \quad (4)$$

kde  $\mu(s)$  je absorpční koeficient v místě  $s$  na dráze  $S$ .

Zásadním problémem výpočetní tomografie je výpočet hodnot  $\mu_i$  s využitím rovnice 4 v různých směrech  $s$ . Snímá se několik set až několik málo tisíc takových dvourozměrných rentgenových snímků v různých otočených polohách. Takováto posloupnost snímků (projekcí) obsahuje 3D informaci měřeného objektu. Projekce jsou výstupní data ve formě dvourozměrné matice, kde každý prvek udává informaci o úbytku rentgenového záření v daném úhlu natočení objektu. Výstupem z tomografického měření jsou objemová data ve stupních šedi, která jsou závislá na lineárnímu absorpčnímu koefi-

cientu skenovaného objektu. Následná rekonstrukce je proces sestavení trojrozměrného objektu z jednotlivých projekcí. Rekonstrukce objemu objektu je založena na změnách útlumu rentgenového záření  $p_S$ .

## 1.2 Vytvoření 3D modelu

2D-optické senzory zaznamenávají obraz a produktem jsou projekce. Zde jsou informace uloženy v pixelech. Analogickým výpočtem se mohou z dvourozměrných rentgenových snímků získat objemová data. Rentgenové tomografy používají voxely (volumetric pixel), což je objemový obrazový bod. Voxely tvoří mřížku v třídimenčním prostoru. Existují různé metody tomografické rekonstrukce. Jsou to např. filtrovaná zpětná projekce nebo algebraická rekonstrukční metoda. Jelikož data byla zpracována metodou zpětné filtrované projekce, je tato metoda zmíněna detailněji.

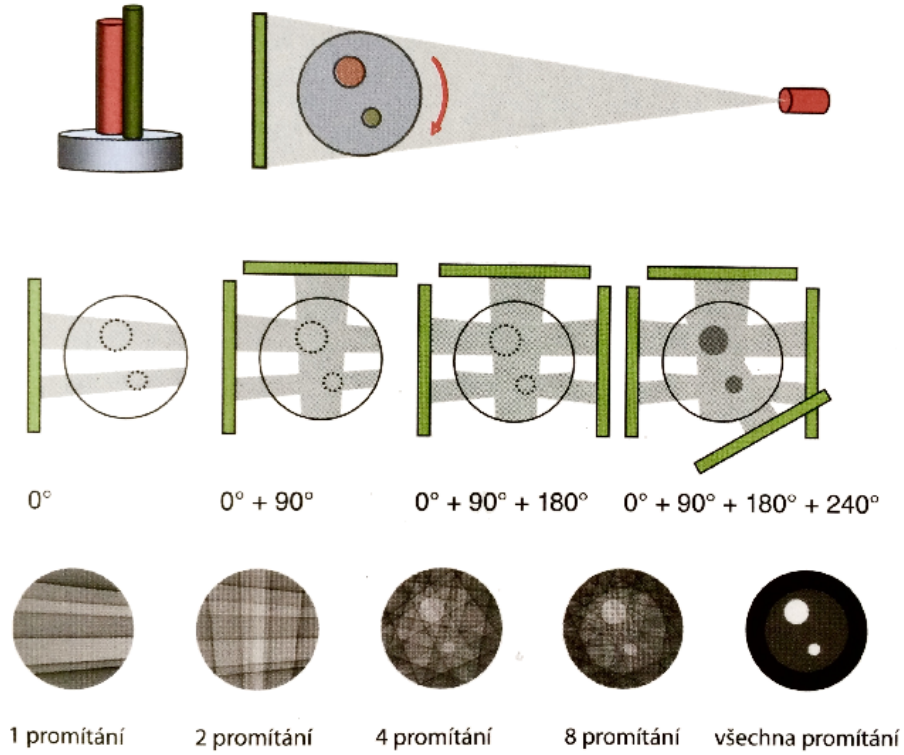
### Filtrovaná zpětná projekce

Filtrovaná zpětná projekce je často používaným algoritmem tomografických rekonstrukcí. Ze získaných projekcí  $P_\Theta(t)$  vytvoříme sinogram. Sinogram je způsob zobrazení naměřených projekcí tak, že každý řádek v sinogramu odpovídá projekci téhož tomografického řezu v jiném úhlu natočení. Tato metoda se skládá ze dvou hlavních částí. V první části se provádí filtrace projekcí a ve druhé samotná zpětná projekce filtrovaných dat.

Zpětná projekce bez filtrace vytvoří tzv. laminogram, který je rozmazaný, protože ve výsledném spektru je nultá prostorová frekvence zastoupena příspěvkem od spektra každé projekce, zatímco nejvyšší frekvence mohou být zastoupeny výrazně méně [9]. Ve středu nabývá vysokých hodnot v důsledku překrývání jednotlivých projekcí. Je tedy nutné provést filtraci dat pro potlačení nízkých frekvencí v průběhu rekonstrukce a tedy k zostření obrazu. Filtrace se realizuje jako konvoluce každého řádku detektoru pomocí filtrační funkce. Volba správné filtrační funkce je velice důležitá. Provádí se obvykle ve frekvenční oblasti, kde se jako filtrační funkce volí aproximace tzv. ramp filtru [10], který potlačuje nízké prostorové frekvence. Reálná data jsou ale zatížena šumem, který je filtrační funkcí zvýrazňován.

Po filtraci se nyní existující snímky promítají nazpět do třírozměrné matice. Zpětné promítání se uskutečňuje pro všechny vzniklé rentgenové snímky ve směru místa ohniska při zohlednění geometrického uspořádání rozhodujících částí přístroje a příslušného zobrazení. Rekonstrukce je prováděna v polárních souřadnicích a řeší se z jednotlivých projekcí pomocí Radonovy transformace [11]. Překrýváním vzniká takzvaný virtuální měřicí objem. K tomu se každá projekční hodnota z různých poloh otočení přidá k voxelům, které

leží na příslušném paprsku. Rekonstrukce obrazu je ukončena po promítnutí všech snímků. Proces zpětné projekce je znázorněn na obr. 3.



Obrázek 3: Výpočet objemových dat zpětným promítáním filtrovaných rentgenových snímků [2].

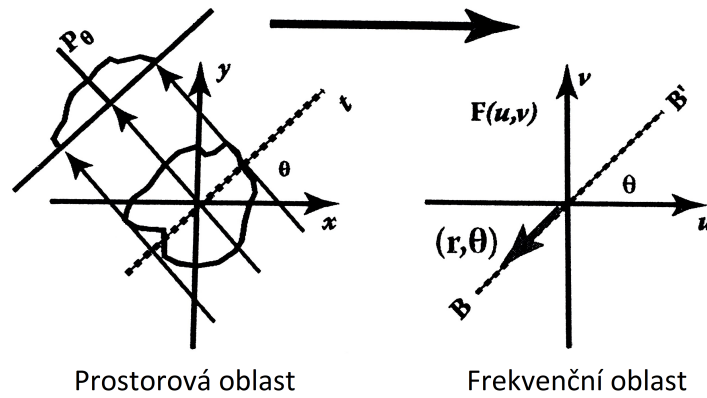
Objekt je tvořen koeficienty  $\mu(x, y)$ , které získáme pomocí konvoluce projekce  $P_\Theta$  a filtrační funkce. Rovnice 5 vyjadřuje konvoluci dvou funkcí.

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) h(x - u, y - v) du dv \quad (5)$$

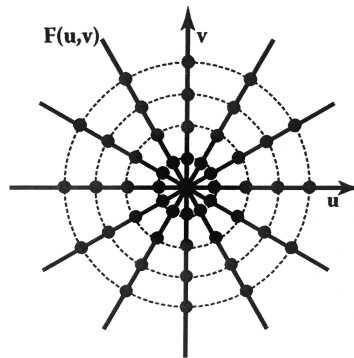
Výpočet absorpčních koeficientů se zjednoduší použitím Fourierovy transformace (obr. 4), protože je konvoluce nahrazena jednodušším ekvivalentním výpočtem a to multiplikací dvou transformovaných funkcí. V konvoluci jsou zahrnuty transformované funkce projekce a filtru. Rovnice 6 vyjadřuje Fourierovu transformaci funkce  $f(x, y)$  ve dvoudimenzionálním prostoru [8]. Konečná rekonstrukce je provedena spojením dvourozměrné inverzní rychlé Fourierovy transformace jednotlivých vážených projekcí. Protože každá transformovaná

projekce je reprezentována hodnotami podél přímky procházející počátkem (obr. 5), je inverzní transformace provedena velmi rychle. Tento krok se nazývá zpětná projekce.

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx dy \quad (6)$$



Obrázek 4: Transformace z prostorové oblasti do frekvenční. Převzato a upraveno z [8].



Obrázek 5: Frekvenční reprezentace všech projekcí [8].

### 1.3 Artefakty v tomografických datech

Artefakty jsou nežádoucí jevy ovlivňující kvalitu obrazu. Udávají tedy falešné informace o struktuře materiálu. V CT snímcích se objevují artefakty, protože je obraz rekonstruován ze sady milionů nezávislých měření z detektoru. Technika rekonstrukce předpokládá, že všechna tato měření jsou konzistentní. Chyba měření se tedy obvykle projeví jako chyba v rekonstruovaném obrazu.

Rozpoznání artefaktů není jednoduché a vyžaduje znalost fyzikálního popisu jejich vzniku. Artefakty mohou být způsobené chybnou kalibrací detektorů (např. „ring“ artefakt), nechtěným pohybem objektu, nedostatečným vzorkováním dat nebo nedostatkem fotonů (po průchodu nejširší částí objektu). Projevy mohou být následující: tvorba pruhů, stínů nebo kroužků, ale i zakřivení obrazu. Více v [12].

Mezi podstatné a zásadní jevy způsobující vznik artefaktů v geologickém výzkumu se řadí tvrzení svazku (tzv. „beam hardening“, obr. 6) a kovové artefakty způsobené kovovými materiály.

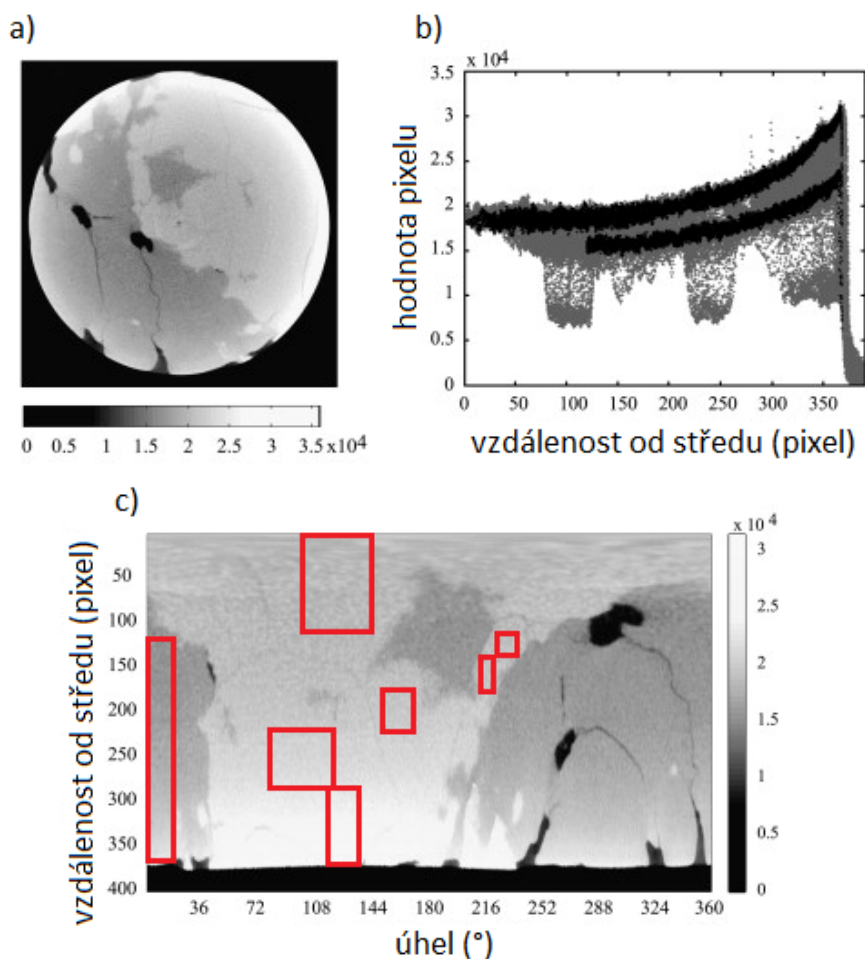
Tvrzení svazku pochází z polychromatických rentgenových zdrojů. Projeví se při průchodu paprsku částí objektu, která pohltí větší počet fotonů s nižší energií. Nízkoenergetická složka spektra se postupně vyrušuje a rentgenový paprsek se stává „tvrdším“ a z objektu vystupuje paprsek s vyšším počtem fotonů s vysokou energií. Pokud budeme rekonstruovat obraz za předpokladu, že útlum paprsku je lineární, pak bude mít okraj objektu v rekonstruovaném objemu jasnější voxely, i kdyby byl objekt složen z homogenního materiálu. Tento druh artefaktu tedy závisí na tvaru skenovaného objektu, např. pro válcové vzorky je „beam hardening“ artefakt funkcí vzdálenosti od středu válce. Pro kratší vzdálenosti absorpční koeficient splňuje Beerův-Lambertův zákon (rov. 1), zatímco pro větší vzdálenosti rovnice přejde přidáním konstanty  $K$  a ekvivalentní úpravou na tvar rov. 7 [13]. V obraze se projevuje tvorbou stínů, což znemožňuje správné použití segmentace (např. prosté prahování).

$$-\ln(I/I_0) = K + \mu_2 x \quad (7)$$

Tvrzení svazku lze zamezit úpravou paprsku před průchodem objektu redukcí množství fotonů s nižší energií vložením tenkého kovového plátu (např. z mědi nebo cínu) přímo ke zdroji rentgenového záření. Další možností je užití korekčního algoritmu během rekonstrukce.

U artefaktů způsobených kovovými materiály přítomnost kovových předmětů ve skenovaném poli může vést k tvorbě pruhů. Příčinou tvorby těchto pruhů je zastoupení široké škály různě hustých materiálů. Tento pestrý výskyt různých materiálů nás nutí pečlivěji volit nastavení měření pro kvalitní sběr dat. Při nesprávném nastavení tak může dojít ke vzniku kovových artefaktů

a následnou rekonstrukcí k jejich zvýraznění. Pruhy mohou být výrazně redukovány pomocí speciálního softwaru. Používá se celá řada interpolačních technik [12].



Obrázek 6: a) Tvrdnutí svazku znázorněné na řezu geologického vzorku. Projevy se vyskytují na okrajích vzorku v podobě postupně ustupujícího světlého přechodu. Graf b) znázorňuje rozložení intenzit v závislosti od středu vzorku. Pixely vybrané z oblastí ohraničených červenými obdélníky, z výřezu c), jsou v grafu vyjádřeny černou barvou. V grafu si lze všimnout postupného nárustu intenzity směrem k okraji. Tento růst je popsán exponenciální rovnicí. Převzato a upraveno z [13].

## 1.4 Využití v geologickém výzkumu

V geologickém výzkumu lze CT využít ke studiu vnitřní struktury a rozložení jednotlivých intermetalických fází, což je homogenní substance sestávající ze dvou nebo více kovů. Toto využití značně rozšiřuje petrografickou analýzu, protože umožňuje pohled do vnitřní struktury nedestruktivním způsobem a měření rozšířit do třetího rozměru. CT v případě laboratorních systémů stanovuje hodnotu šedi každého voxelu pouze na základě útlumu paprsku, a proto je bližší studium druhů materiálů pro CT náročnější.

3D rekonstrukce umožňuje studium rozložení jednotlivých materiálů (v oblasti výzkumu meteoritu), analýzu pórů a prasklin. Porozita, distribuce velikosti pórů a geometrie pórů jsou jedny z nejdůležitějších materiálových vlastností pro zkoumání procesu zvětrávání a hromadění vody, protože ovlivňují propustnost skrze nerost. Analýzou těchto 3D struktur pórů je možné studovat budoucí vývoj hornin vlivem zvětrávání. CT nalézá uplatnění také ve studiu prasklin, které představují poruchy hornin přirozeným namáháním, jako je tektonický pohyb, změny litostatického tlaku, tepelné namáhání, vysoké tlaky kapalin a odvod tekutin. Tato technologie také umožňuje ze zkoumání 3D modelu oddělit jednotlivá zrna různých materiálů a určit jejich strukturální parametry, jako je objem, povrch, kulovitost atd. Podle těchto parametrů lze jednotlivá zrna dále klasifikovat k různým materiálům [14].

Počítačová tomografie je v oblasti geologického výzkumu také využívána ke studiu zlata a prvků z platinové skupiny, které patří k nejvýznamnějším komoditám, a které tak vyžadují stanovení nejnižší meze koncentrace na hmotu horniny, aby se dosáhlo komerčního využití. Drahocenné kovy jsou obvykle spojeny s jinými hustými kovovými materiály, které dokonce mohou zrna drahých kovů zapouzdřovat. CT poskytuje prostředky k posuzování rozložení, tvaru a objemu zrn kovů v horninách a získání cenných informací o jejich původu. Experimenty prováděné CT technologií určily rozsah druhů materiálů, které lze od sebe rozlišit právě touto technologií [15][16].



## 2 Příprava obrazu

Digitální obrazy jsou reprezentovány pomocí matic, kde každá hodnota obrazového elementu (voxelu) vyjadřuje stupeň odstínu šedi. Obraz je nutné před analýzou upravit tak, aby následná aplikace různých metod analýzy obrazu byla co nejvíce usnadněna s co nejmenším počtem nepřesností. Pro snadnější zpracování se histogram obrazu normalizuje na interval  $\langle 0, 1 \rangle$ . Histogram je sloupcový graf četností výskytů stupňů šedi. To znamená, že nejmenší hodnota jasu je přiřazena nule a největší jedničce. Normalizace se neprovádí u medicínských přístrojů, protože jsou kalibrovány na hodnoty HU (Hounsfieldovy jednotky) a mohlo by dojít ke ztrátě informací. Hounsfieldovy jednotky jsou vyjádřením denzity (míry absorpce a rozptylu záření) konkrétních voxelů. Pro každý voxel je z naměřené hodnoty absorpce vypočítána příslušná HU, která je vztažena k hodnotě absorpce RTG záření vodou [5].

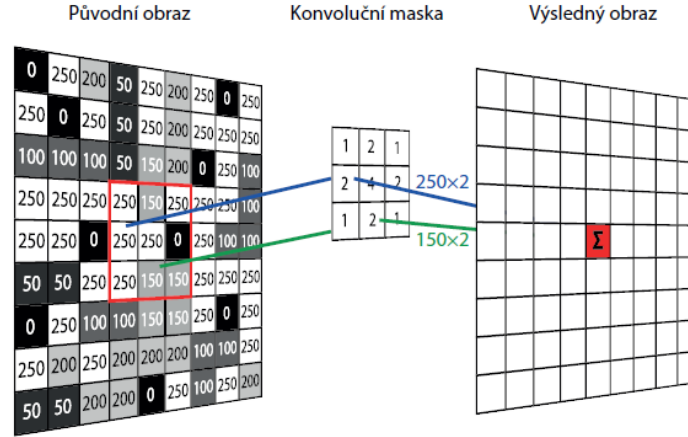
Data získaná z měření mohou obsahovat nežádoucí šum, který je nutné odstranit. Šum lze odstranit metodami uvedenými v této kapitole, avšak samotná filtrovaná zpětná projekce už odstraňuje část šumu v obrazu.

Dalším procesem může být ostření obrazu, který může být pro následné zpracování přínosný. Nezaostřený obraz vytváří na hranách pomalejší přechody, které mohou algoritmus segmentační metody zmást a může dojít k nesprávné segmentaci. Avšak samotná filtrovaná zpětná projekce už odstraňuje část šumu v obrazu.

### Konvoluční operátory

Hojně používanými nástroji pro přípravu a zpracování dat jsou konvoluční operátory. Konvoluční operátory přepočítávají hodnotu pixelu v obraze z pixelu vstupního obrazu a jeho okolí. Okolí je vymezeno tzv. maskou, což je matice, která je zpravidla výrazně menší než vstupní obraz. Výpočet se provádí diskrétní konvolucí. Diskrétní konvoluce je lineární matematická operace (obr. 7). Diskrétní konvoluce obrazu s maskou vypočítá hodnotu pixelu na pozici  $[i, k]$  součtem součinem jednotlivých překrývajících se pixelů obrazu a prvků masky. Rov. 8 vyjadřuje diskrétní konvoluci, kde  $g$  je výstupní obraz,  $f$  je vstupní obraz a  $h$  je maska [20].

$$g(i, k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(i - m, k - n)h(-m, -n) = h * f(i, k) \quad (8)$$



Obrázek 7: Znázornění diskrétní konvoluce (převzato z [20]).

## 2.1 Potlačení šumu

V každém obraze se vyskytuje šum. Šum může zapříčinit nesprávný výběr voxelu a začlenění do segmentu v rámci segmentace obrazu, proto je důležité se mu věnovat. Pro výběr správné metody potlačení je potřeba znát charakteristiku šumu, ale i míru jeho výskytu. Jedním z měřítek pro srovnávání kvality získaných dat je poměr signálu k šumu neboli SNR (z anglického signal to noise ratio).

$$SNR = \frac{\Delta_I}{\sigma_I}, \quad (9)$$

kde  $\sigma_I$  je směrodatná odchylka z průměru intenzity pozadí a  $\Delta_I$  je změna v průměrné intenzitě způsobená objektem oproti pozadí [17]. Existují i jiná srovnávací měřítka, jako například NPS (viz [18]). V digitálním obraze se nejvíce vyskytují tyto skupiny šumů: Gaussovský šum a impulzní šum.

Impulzní šum je charakteristický výskytem izolovaných vysoce zvýrazněných voxelů, které mohou negativně ovlivnit výsledek zpracování například tím, že se začlení do segmentu. Pro potlačení impulzního šumu se používá nepřeberné množství metod. Zmíněn je zde mediánový filtr, protože se jedná o jednoduchou a rychlou metodu, která je již v programu MATLAB® implementována. Funguje tak, že se z výběru okolních voxelů, po seřazení, vybere prostřední. Mediánový filtr, na rozdíl od kovoluce s průměrující maskou, nerozmazává hrany a měl by je zachovat. Výběr voxelu postiženého šumem je málo pravděpodobný, protože se tyto nevyhovující voxely zařadí na okraj. Na druhou stranu, mediánový filtr může vymazat mikrostruktury [19][20].

Gaussovský šum postihuje každý voxel přičtením malé hodnoty z normálního rozdělení s nulovou střední hodnotou. Pro odstranění Gaussovského šumu je vhodné použít konvoluci s průměrující maskou, což ale způsobuje rozostření hran. Centrální pixel lze do výpočtu zahrnout s libovolnou vahou, což znázorňuje maska 11. Normalizace se provede vydělením masky součtem hodnot všech prvků masky [20].

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\frac{1}{13} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 5 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

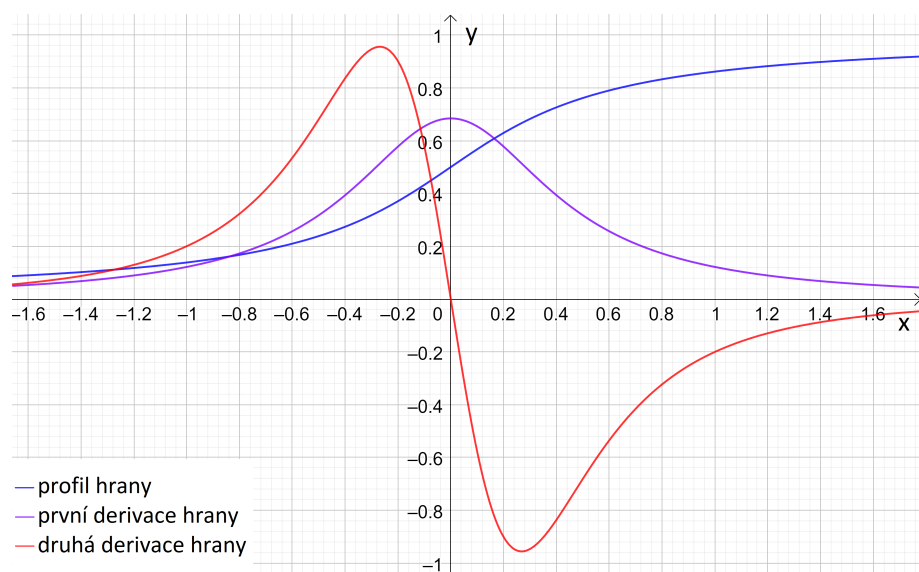
## 2.2 Ostření obrazu pomocí lokálních operátorů

Ostření lze chápat z hlediska zastoupení frekvenčních složek ve spektru jako zdůraznění vysokých prostorových frekvencí. V originální oblasti se provádí pomocí konvolučních masek, které hrany zostřují. Hranou je míněna dostatečně rychlá změna jasu v obrazu. Čím je změna rychlejší, tím lépe je detekovatelná [20].

Postup je založen na konvoluci obrazu s ostricí maskou, ale pro velká data lze výpočet zjednodušit použitím Fourierovy transformace tím, že místo konvoluce se provede násobení spektra obrazu s frekvenční charakteristikou masky ve spektrální oblasti [21]. Změnou centrálního prvku v masce lze měnit míru ostření. Masky zachovávají energii obrazu, pokud součet všech prvků dává hodnotu 1, ale pokud dává hodnotu větší než 1, pak se musí vydělit příslušným číslem, aby energie zůstala zachována (maska 12). Pokud dává hodnotu 0 (maska 13), pak je výsledkem pouze vyjádření změn (hran), ke kterému je nutné přičíst originální obraz. Masky 12 a 13 je ve skutečnosti Laplacián, který určuje průběh druhé derivace (obr. 8). Podoba těchto masek plyne z aproximace druhé derivace druhou diferencí [20].

$$\frac{1}{3} \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 11 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (13)$$



Obrázek 8: Ilustrace průběhu první a druhé derivace profilu hrany.

## 3 Zpracování obrazu

Šedotónový obraz je reprezentován maticí, kde každá hodnota elementu vyjadřuje stupeň šedi. Tyto hodnoty lze analyzovat pomocí statistických výpočtů (např. prahování metodou Otsu). Do výpočtu je možné zahrnout data z okolí na určené pozici nebo data z celého obrazu. Některé metody pro nalezení hran nebo geometricky známých tvarů, které je možno popsat rovnicí, využívají informace o gradientu (např. metoda narůstání oblastí nebo Houghova transformace [20]). Také je možné provádět analýzu ve frekvenční oblasti. K analýze frekvenčního obsahu obrazu se jako základní nástroj využívá Fourierova transformace.

Zpracování obrazu je speciálním případem zpracování signálu, ve kterém je vstupem obraz a výstupem buď opět obraz nebo libovolná množina nějakých jeho charakteristik a parametrů. Důležitou formou zpracování obrazu je segmentace. Segmentace obrazu je separace obrazu na vzájemně se nepřekrývající oblasti podle vybraných charakteristik. Výsledkem je obraz stejných rozměrů jako originál, ale s vyznačenými oblastmi. Vyznačeny mohou být buď jenom některé souvislé oblasti nebo jenom hranice. Pokud se v obraze hledá pouze určitá oblast, výsledkem je pak binární obraz, kde jedničky označují danou oblast a nuly pozadí. U více segmentů je výsledkem matice o stejném rozměru jako originál, kde nulám odpovídá pozadí a jednotlivé oblasti jsou vyplněny pořadovými čísly segmentu (tedy v případě dvou segmentů v obraze bude pozadí tvořeno nulami, jeden segment bude tvořený jedničkami a druhý dvojkami).

Segmentační metody se dělí na hranově orientované, regionově orientované a podle homogenity oblastí [19]. Dále jsou zde zmíněny pouze vybrané segmentační metody, které byly použity pro výsledky této práce. V následující sekci je popsána metoda prahování, která často dává velice kvalitní výsledky vzhledem k věnovanému času.

### 3.1 Prahování

Prahování je nejjednodušší segmentační metoda a také zpravidla nejrychlejší. Pro určení prahu se z obrazu vytváří histogram (viz kap. 2). V histogramu obrazu se definuje práh, který rozdělí četnosti do oblastí. Všem pixelům spadajícím do určité oblasti přiřadíme hodnotu 1 nebo 0. Základním problémem je stanovení prahů. Prahy se obecně nastavují v lokálních minimech histogramů. Hodnoty prahů se můžou v průběhu segmentace měnit a to na základě lokálního vyhodnocení. V takovém případě se jedná o adaptivní prahování [22].

Funkce 14 matematicky popisuje prosté prahování. Obraz lze chápat jako funkci  $f(x, y)$ , která představuje hodnotu jasu pixelu na pozici  $x$  a  $y$ . Prosté prahování spočívá ve volbě jednoho prahu, kdy pixelu přiřadíme hodnotu  $g(x, y) = 1$ , pokud je větší (případně menší) než práh  $t$ . Dvojitě prahování je varianta se dvěma prahy, která je popsána funkcí 15. Pixel nabyde hodnoty 1, pokud spadá do intervalu  $\langle a, b \rangle$  [20]. Obecně lze volit více prahů.

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, f(x, y) \geq t \\ 0, jinak \end{cases}, \quad (14)$$

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, f(x, y) \in \langle a, b \rangle \\ 0, jinak \end{cases}. \quad (15)$$

Dále lze použít metodu, která je založena na minimalizaci rizika chybné klasifikace a využití počtu pravděpodobnosti. Předpokládejme, že jasy pixelů hledané oblasti mají normální rozdělení hustoty pravděpodobnosti  $p(z)$  se střední hodnotou  $\mu$  a směrodatnou odchylkou  $\sigma$ . Podobně předpokládejme, že jasy pixelů pozadí mají normální rozdělení hustoty pravděpodobnosti  $q(z)$  se střední hodnotou  $\nu$  a směrodatnou odchylkou  $\tau$ . Dále předpokládejme, že  $\Theta$  je podíl pixelů hledaných oblastí a celkového počtu pixelů a platí  $\mu > \nu$ . Pak práh  $t$  je řešením kvadratické rovnice 16, která vznikla minimalizací pravděpodobnosti chybné klasifikace (viz [23]):

$$\tau^2(t - \mu)^2 - \sigma^2(t - \nu)^2 = 2\sigma^2\tau^2 \ln \frac{\tau\Theta}{\sigma(1 - \Theta)} \quad (16)$$

Další metoda pro určení prahu, která využívá číselné charakteristiky diskrétního rozdělení a diskriminační kritéria, se nazývá metoda Otsu (viz [24]). Uvažujme oblast, která má  $n$  pixelů a oblast, která má  $n_i$  pixelů, jejichž hodnota jasu nabývá hodnoty  $i \in 1, 2, \dots, L$ . Střední hodnota a rozptyl oblastí s nižším (vyšším) jasem jsou popsány následujícími rovnicemi [23]

$$\mu_1 = \sum_{i=1}^t \frac{ip_i}{w_1}, \quad \sigma_1^2 = \sum_{i=1}^t \frac{(i - \mu_1)^2 p_i}{w_1}, \quad (17)$$

$$\mu_2 = \sum_{i=t+1}^L \frac{ip_i}{w_2}, \quad \sigma_2^2 = \sum_{i=t+1}^L \frac{(i - \mu_2)^2 p_i}{w_2}, \quad (18)$$

kde  $w_1$  ( $w_2$ ) je podíl počtu pixelů s hodnotou menší nebo rovnou (větší) jasu  $t$  a celkového počtu pixelů.

Následně vznikne optimalizační problém. Protože jsou kritéria 19 a 20 ekvivalentní, hodnotu  $t$  určíme tak, aby minimalizovala  $\sigma_w^2$  (rozptyl uvnitř tříd) nebo maximalizovala  $\sigma_b^2$  (rozptyl mezi třídami) [23][24].

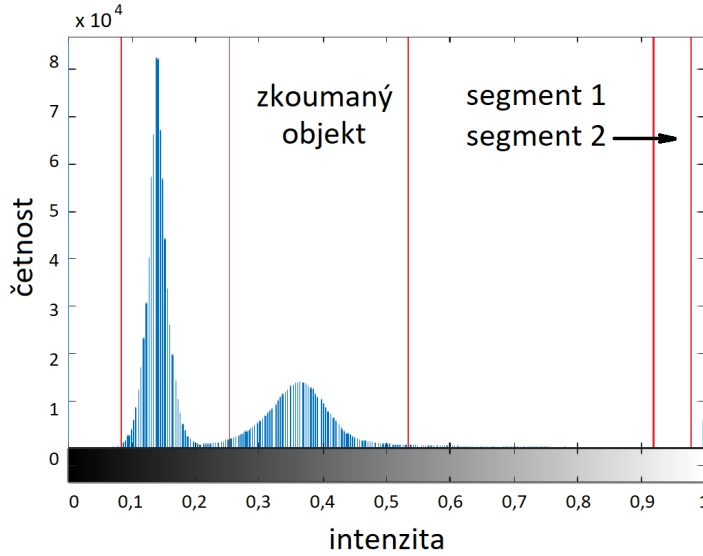
$$\sigma_w^2 = w_1\sigma_1^2 + w_2\sigma_2^2, \quad (19)$$

$$\sigma_b^2 = w_1(\mu_1 - \mu)^2 + w_2(\mu_2 - \mu)^2, \quad (20)$$

kde  $\mu$  je střední hodnota četnosti pixelů v rozsahu všech hodnot jasů (histogram celého obrazu).

V případě dat geologického vzorku je histogram obrazu spíše multimodální. To znamená, že obsahuje více než dvě lokální maxima a lze tedy nalézt více statistických rozdělení. Nastává problém stanovení dvou a více prahů (tzv. „multi thresholding“), který lze řešit přímo z diskriminačních kritérií. Optimální hodnoty např. dvou prahů  $t_1^*$  a  $t_2^*$  lze určit maximalizací účelové funkce  $\sigma_b^2$  dvou proměnných  $t_1$  a  $t_2$ :

$$\sigma_b^2(t_1^*, t_2^*) = \max_{1 \leq t_1 < t_2 < L} \sigma_b^2(t_1, t_2). \quad (21)$$



Obrázek 9: Histogram obrazu a v něm vyznačené prahy určené metodou Otsu.

### 3.2 Shluková analýza

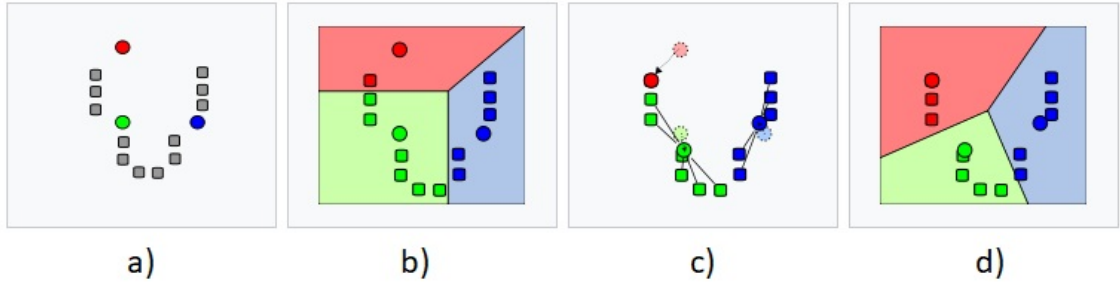
Shluková analýza je postup, pomocí něhož objektivně seskupujeme  $m$  objektů do  $k$  skupin na základě jejich vzájemných podobností a rozdílností. Každý

objekt je popsán  $n$  parametry. Tato metoda spadá do texturní analýzy. Je to iterativní metoda, kde se snažíme dosáhnout takového stavu, aby si objekty v jednotlivých skupinách byly navzájem podobný a zároveň si nebyly příliš podobný s objekty v jiných shlucích (obr. 10)[25].

Na začátku se náhodně zvolí umístění  $k$  shlukových bodů a ke každému se přiřadí objekt, který je mu nejbližší v  $n$ -rozměrném prostoru podle vybrané normy, např. podle euklidovské vzdálenosti (rov. 22)[26]:

$$C(a, b) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (a_i - b_i)^2}, \quad (22)$$

kde  $C$  je euklidovská vzdálenost bodů  $a$  a  $b$ . Každý voxel je tedy reprezentován bodem v  $n$ -rozměrném prostoru, jehož  $n$  parametrů je vypočítáno z dat jeho okolí o nějaké velikosti. Následně je vypočítána nová pozice těžiště každého shluku a k němu se opět shlukují objekty. Proces končí v době, kdy už nedojde k žádné změně přiřazení [25].



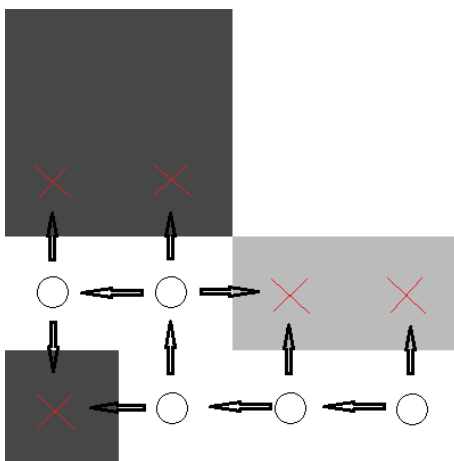
Obrázek 10: Princip shlukové analýzy a) iniciační shlukové body (barevné kruhy) a vstupní objekty (šedé čtverce); b) objekty přiřazené k iniciačním bodům; c) přepočet těžišť každého shluku; d) nové seskupování vstupních objektů [25].

Objekty jsou popsány  $n$  příznaky, což jsou jeho kvantitativní nebo kvalitativní vlastnosti. Příznaky mohou představovat různé číselné charakteristiky, jako např. střední hodnota, rozptyl nebo směrodatná odchylka. Vhodnými příznaky jsou ty, jež jsou vůči sobě nekorelované a mají maximální vzdálenost mezi třídami a minimální rozptyl uvnitř tříd. Obecně platí, že čím více příznaků, tím kvalitnější klasifikace objektů do jednotlivých shluků. Oproti tomu ale roste výpočetní náročnost a výpočetní čas algoritmu [25].



### 3.3 Narůstání oblastí

Narůstání oblastí spadá do regionově orientovaných metod. Na začátku se zvolí iniciační body (semínka). Okolí těchto bodů se následně prohledá a na základě zvoleného kritéria se rozhodne, zda bod z okolí bude přidán do vznikajícího segmentu. Nově přidané body opět plní funkci iniciačních bodů. Kritérium lze volit statické nebo dynamické. Statické kritérium stanovuje pevně zvolenou hodnotu jasu. Dynamické kritérium se může měnit například v závislosti na hodnotě posledního přidaného voxelu do segmentu. Tato metoda je vhodná pro segmentaci objektu s pozvolnou změnou jasu, např. u oválných objektů s proměnnou hustotou v závislosti na vzdálenosti od středu [20].

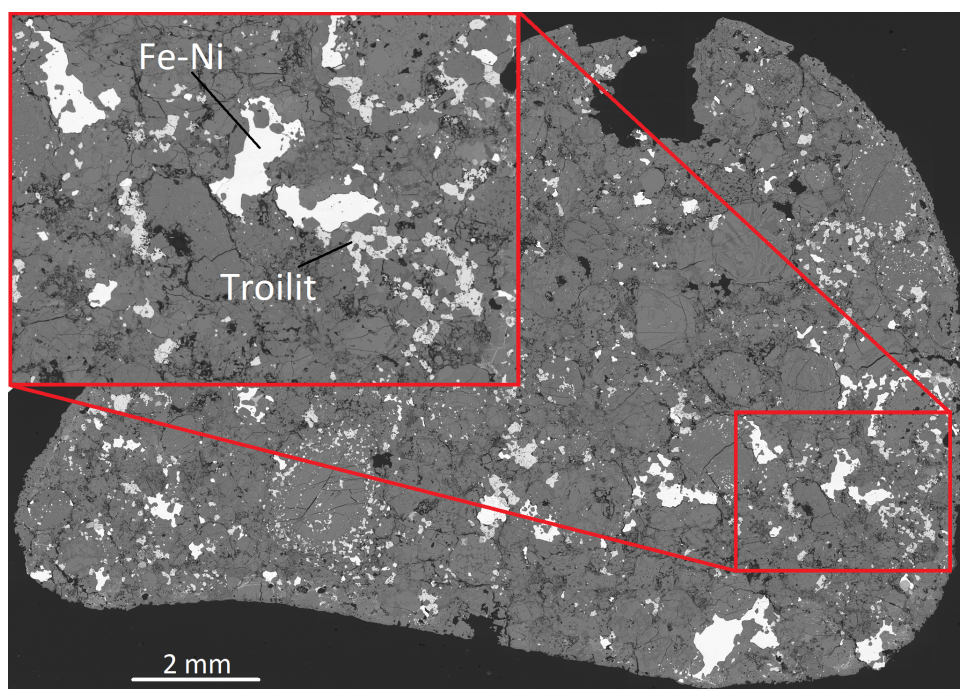


Obrázek 11: Princip metody narůstání oblastí

## 4 Zpracování geologického vzorku

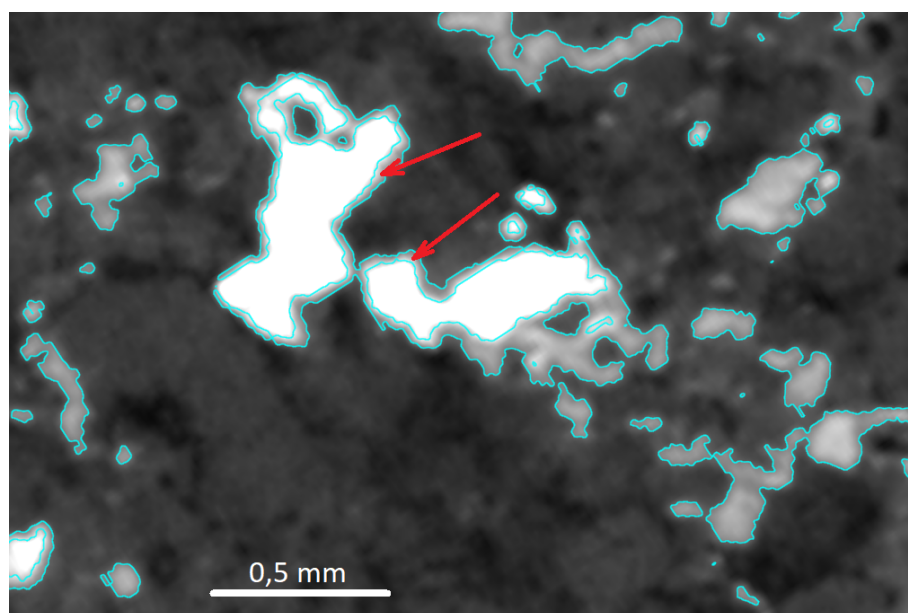
V této části byly vybrané metody zhodnoceny na reálných datech meteoritu. K vizualizaci dat sloužil program VGStudio MAX 3.1. Realizace byla provedena v programovacím prostředí MATLAB® (verze 2017a) za použití algoritmů segmentačních metod. Také byl používán program ImageJ pro analýzu a snadnější náhled na sérii snímků. Vstupní data byla ve formátu TIFF s 16bitovou barevnou hloubkou.

Vzorek byl naskenován na CT zařízení GE phoenix v|tome|x L240 s geometrií kuželového svazku, který je vybavený reflexní trubicí s mikrofokem 240 kV / 320 W a vysoce kontrastním flat panelem DXR250. Měření byla prováděna při akceleračním napětí 150 kV a proudu 110  $\mu$ A. Doba expozice byla 500 ms na každých 2200 projekcích. Velikost hrany voxelu byla 15  $\mu$ m. Tomografická rekonstrukce byla realizována metodou filtrované zpětné projekce (viz sekce 1.2) pomocí softwaru GE datos | x 2.0. Řez objektem je na obr. 12.



Obrázek 12: Snímek meteoritu z mikroskopu s popisem fází.

V rentgenové počítačové tomografii je proces zpracování dat potřebný pro získání kvantitativních informací o objektu. Nejjednodušší a standardně používaný postup je založen na globálním prahování. Tato metoda funguje správně, pokud segmentovaný objekt má v histogramu svoje rozdělení [22]. Na obr. 12 jsou popsány jednotlivé fáze a obr. 13 znázorňuje problém segmentace globálním prahováním, který nastává při podobnosti intenzit dvou a více objektů. V tomto případě se jedná o troilit a hrany světlé fáze kovu Fe-Ni. Pomocí globálního prahování nelze rozeznat hranu od fáze, kde hrana má na určitém místě stejný odstín šedi jako některá segmentovaná fáze. Z obr. 13 je patrné, že v segmentu troilitu budou zahrnuty i hrany kovu. V této kapitole budou navrženy postupy a představeny metody, které tento problém mohou vyřešit.



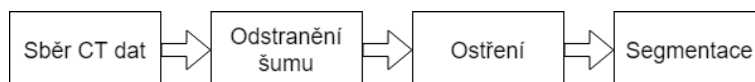
Obrázek 13: Výsledek segmentace standardně používané metody globální prahování. Modré hranice ohraničují fáze troilitu i hrany kovu Fe-Ni. Šipky ukazují typické oblasti, které jsou nesprávně vysegmentované. Jsou to tedy oblasti s podobnou stupní šedi jako fáze troilitu. Pro porovnání se snímkem z mikroskopu se tyto oblasti nalézají kolem kovové fáze Fe-Ni.

## 4.1 Návrh postupu

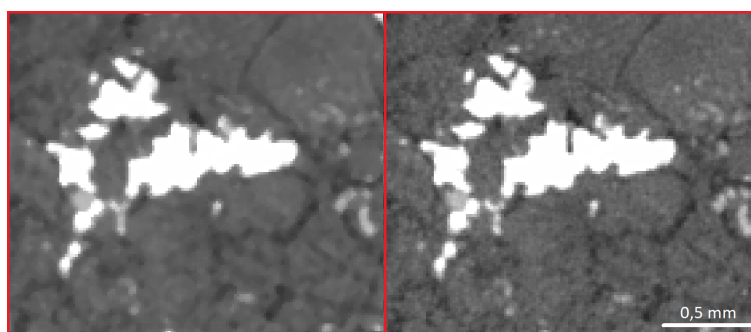
Postup zpracování obrazu bude probíhat podle diagramu v obr. 14. Nejdříve se odstraní šum, pokud by svou přítomností negativně ovlivňoval výsledek zpracování. K odstranění šumu se použije mediánový filtr rozšířený do třetího rozměru (porovnání na obr. 15) s velikostí hrany 3 voxely.

Pro dosažení kratšího přechodu jednotlivých fází se obraz zostří. K ostření se využije konvoluce s ostřicí maskou (kap. 2).

Na konec se obraz vysegmentuje některou z vybraných metod. Vybrané jsou tyto metody: prahování metodou Otsu, shluková analýza a metoda narůstání oblastí. Bylo zvoleno prahování, protože se jedná o rychlý, jednoduchý a často zvolený postup. Prahování je zde kombinováno s ostřením pro minimalizaci chyb. Shluková analýza pracuje s více informacemi a do výpočtu lze zahrnout libovolný počet různých parametrů, např. střední hodnotu, směrodatnou odchylku nebo rozptyl. Tato metoda shlukuje podobné voxely vzhledem k zvoleným parametrům, což může do jisté míry vyčlenit voxely na nežádoucích hranách. Metoda narůstání oblastí umožňuje volbu iniciačních bodů do určených oblastí a tím zamezit nesprávné segmentaci nežádoucích oblastí. Od ostatních metod se liší způsobem zahrnutí voxelů do segmentu. Začlenění voxelu do segmentu se stává závislé na pozici. Izolované voxely mohou mít hodnotu šedi splňující podmínku pro začlenění, ale vzhledem k jejich distribuci a pozici v prostoru nemohou být do segmentu začleněny.

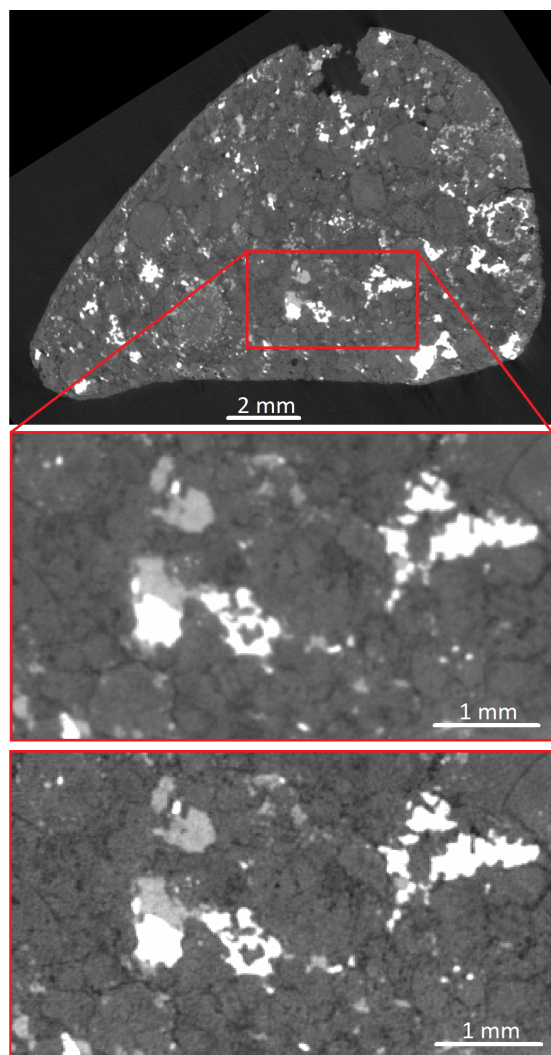


Obrázek 14: Diagram postupu zpracování dat



Obrázek 15: Detail obrazu po filtraci mediánovým filtrem (nalevo) a originálu (napravo)

Na obr. 16 je porovnání ostření pomocí lokálních operátorů s originálním obrazem. S použitím velké váhy centrálního prvku nedochází k výraznému ostření a naopak u malých vah se vytváří tmavé hrany okolo fází. Tyto tmavší voxely mohou překrýt jiné fáze. V místech na druhé straně hrany naopak dochází ke zesvětlení voxelů. Tvorba těchto zvýrazněných konců hran plyne z chování průběhu druhé derivace profilu hrany (obr. 8).



Obrázek 16: Porovnání detailu zostřeného obrazu pomocí ostřicí masky s váhou 15 (nahore je originální detail obrazu a dole zostřený)

Pro ostření byla zvolena třírozměrná konvoluční maska o velikosti hrany 3 voxely. Čím menší váha centrálního prvku, tím lepší zostření, ale naopak

větší znehodnocení voxelů na koncích hran. Použití veliké váhy může naopak hrany rozrušit a vytvořit na místech hran veliké změny jasů. Toto je třeba hlídat při následné segmentaci, kdy můžou některé metody selhávat. Toto platí zejména u shlukové analýzy, kde špatně zostřený obraz může vytvořit voxely, jejichž následné přiřazení do n-parametrického prostoru může vytvořit umělý shluk. Musí se tedy najít optimální hodnota váhy, která ideálně hrany pouze ztenčí a nijak nezmění hodnotu jasu okolních voxelů.

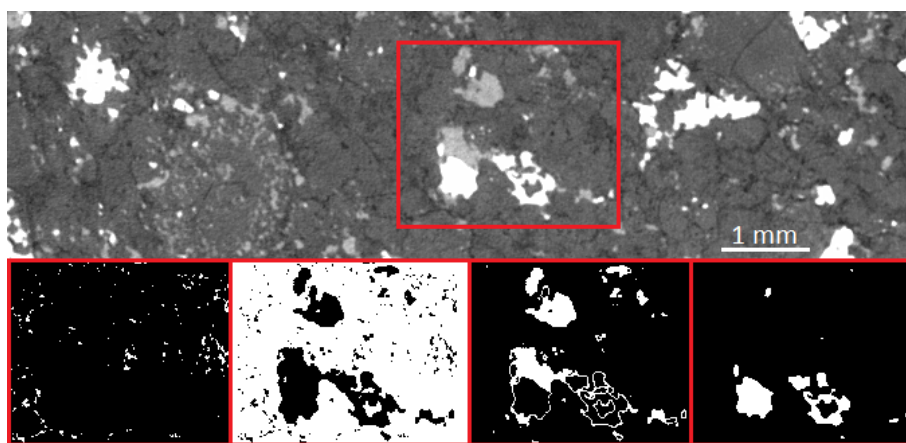
Pro následné zpracování dat byla data zostřena konvoluční maskou o velikosti hrany 3 voxelů s váhou 15.

## 4.2 Aplikace segmentačních metod

V této části budou představeny výsledky výše zmiňovaných metod. Cílem byla segmentace materiálu troilitu, jelikož se, z hlediska výběru materiálů, jedná o nejvíce komplikovaný úkol.

### Prahování

První zvolenou metodou je prahování. Na obr. 17 je detail prahování pomocí Otsu. Pro tuto metodu byly zvoleny tři prahy. Jak je ukázáno na obr. 13, výsledek segmentace po ostření je mnohem lepší než bez ostření. Z výsledku na obr. 13 lze usoudit, že ostření pomohlo k úbytku voxelů reprezentujících nežádoucí hrany. Těchto voxelů je sice méně, ale vždy se budou vyskytovat v oblasti s podobnou hodnotou jasu jako voxely reprezentující fáze troilitu.

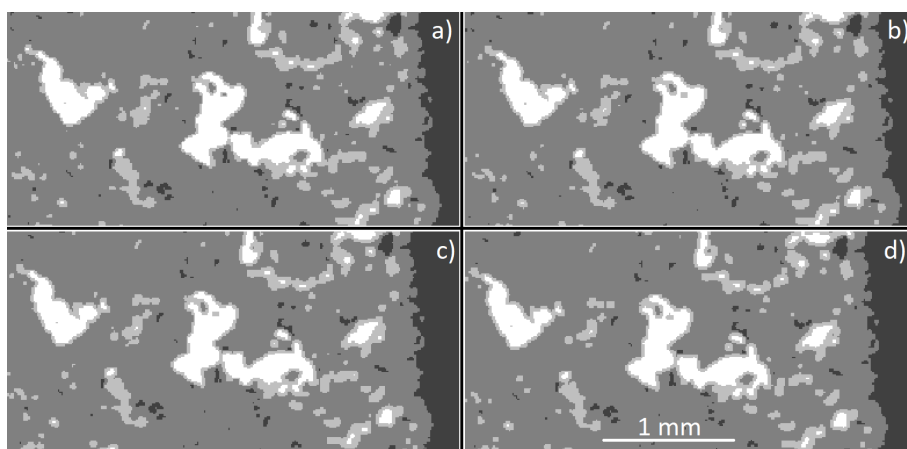


Obrázek 17: Detail segmentace obrazu prahováním metodou Otsu rozšířenou na multi thresholding. Jednotlivé segmenty jsou za sebou poskládány pod originálním obrazem.



## Shluková analýza

Další postup využívá shlukovou analýzu. Volba počtu shluků závisí na charakteru vybíraných oblastí. Je potřeba najít a oddělit objekty, které jsou v celém svém objemu homogenní se svým odstínem šedi. Těchto objektů je v obraze celkem 5, a proto bylo voleno 5 shluků. Jedná se o objekty představující 3 různé materiály a 2 pozadí. Segmentace pomocí shlukové analýzy se výrazně nemění s těmito vybranými příznaky (obr. 18). Pro výpočet jednotlivých parametrů byly použity příznaky: střední hodnota, průměrná odchylka, směrodatná odchylka. Na obr. 18 jsou uvedeny výsledky jejich kombinací. Kombinace příznaků bez střední hodnoty nevykazovaly dobré výsledky. Střední hodnota je důležitá, protože dokáže na základě okolních voxelů nejlépe identifikovat voxely příslušící dané fázi, a proto je zahrnuta v každé kombinaci vybraných příznaků. Tento příznak ale zároveň vypočítá podobnou střední hodnotu na pozicích voxelů nežádoucích hran. Zahrnutím průměrné a směrodatné odchylky do výpočtu se výsledek nijak nezlepšil. Podobně, jako v případě globálního prahování, tato metoda vysegmentovala i hrany fází kovu Fe-Ni. Tento fakt je způsobený nedostatečným vystižením charakteristiky hran těmito příznaky.

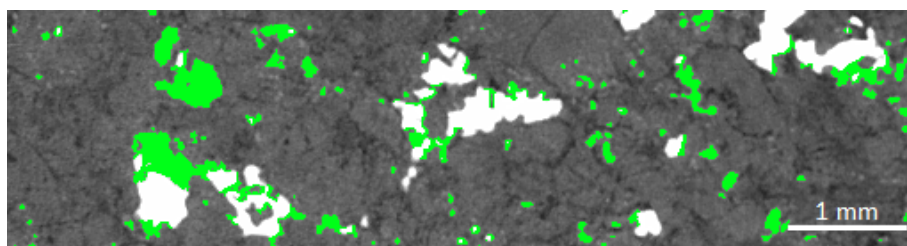


Obrázek 18: Detail segmentace obrazu shlukovou analýzou s těmito příznaky: a) střední hodnota; b) střední hodnota, průměrná odchylka; c) střední hodnota, směrodatná odchylka; d) střední hodnota, průměrná odchylka, směrodatná odchylka.

## Narůstání oblastí

Poslední zvolenou metodou je metoda narůstání oblastí. Na začátku je nutné zvolit pozici iniciačních bodů. Volba iniciačních bodů je v případě zkou-

mání struktury meteoritu velice zdoluhavá. Iniciační body je nutné zasadit do každé fáze materiálu, aby došlo k úplné segmentaci nějakého materiálu. Je proto nutné tento proces automatizovat. Algoritmus musí fáze nějakým způsobem detekovat. Jednou z možností je nalezení všech voxelů nacházejících se uvnitř fází a z těchto voxelů učinit iniciační body. Nejdříve se vyberou všechny voxely, které mají hodnotu jasu hledaného materiálu. Použije se tedy globální prahování s prahem, který se vypočítá jako průměr a tolerancí, která se vypočítá jako průměrná odchylka z hodnot jasů ručně vybraných voxelů na začátku. Tyto vybrané voxely jsou potenciálními reprezentanty vnitřku jednotlivých fází. Na pozici každého voxelu vybraného segmentu se vypočítá rozptyl z dat jeho okolí o zadané velikosti. Začlenění voxelu do vnitřku zrna se uskuteční za podmínky, kdy vypočítaný rozptyl jeho okolí nepřekročí zadanou hodnotu. Tato hodnota byla vypočítána jako rozptyl hodnot ručně vybraných voxelů na začátku. Na obr. 19 je výsledek segmentace narůstání okolí.

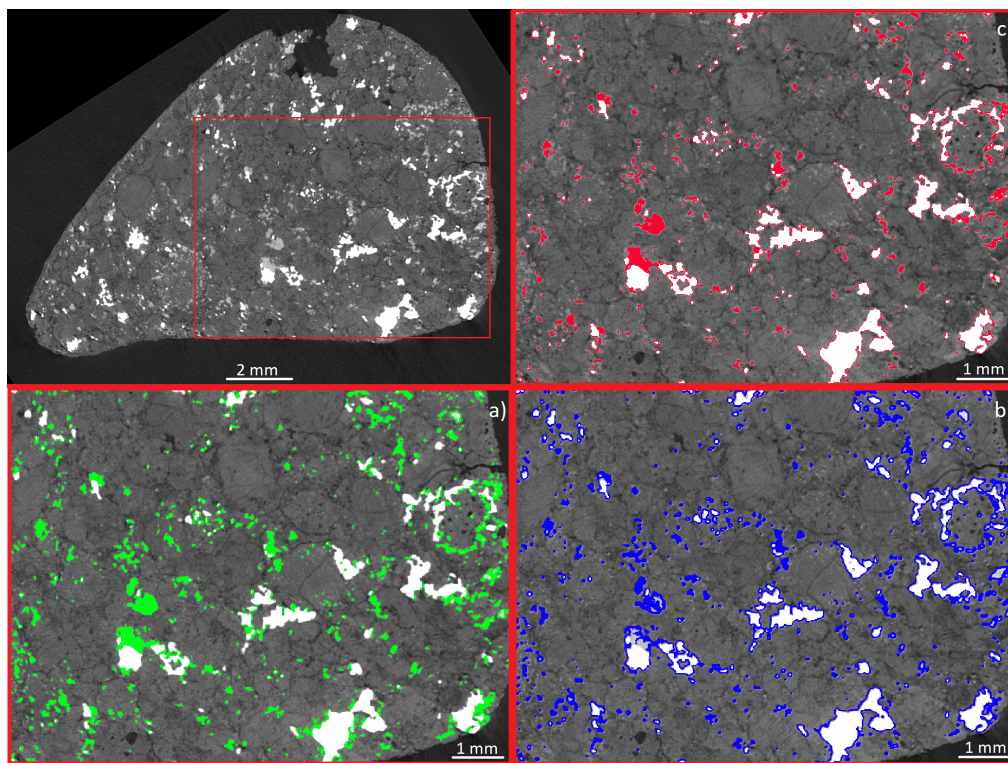


Obrázek 19: Detail segmentace obrazu metodou narůstání oblastí.



### 4.3 Porovnání a zhodnocení jednotlivých metod

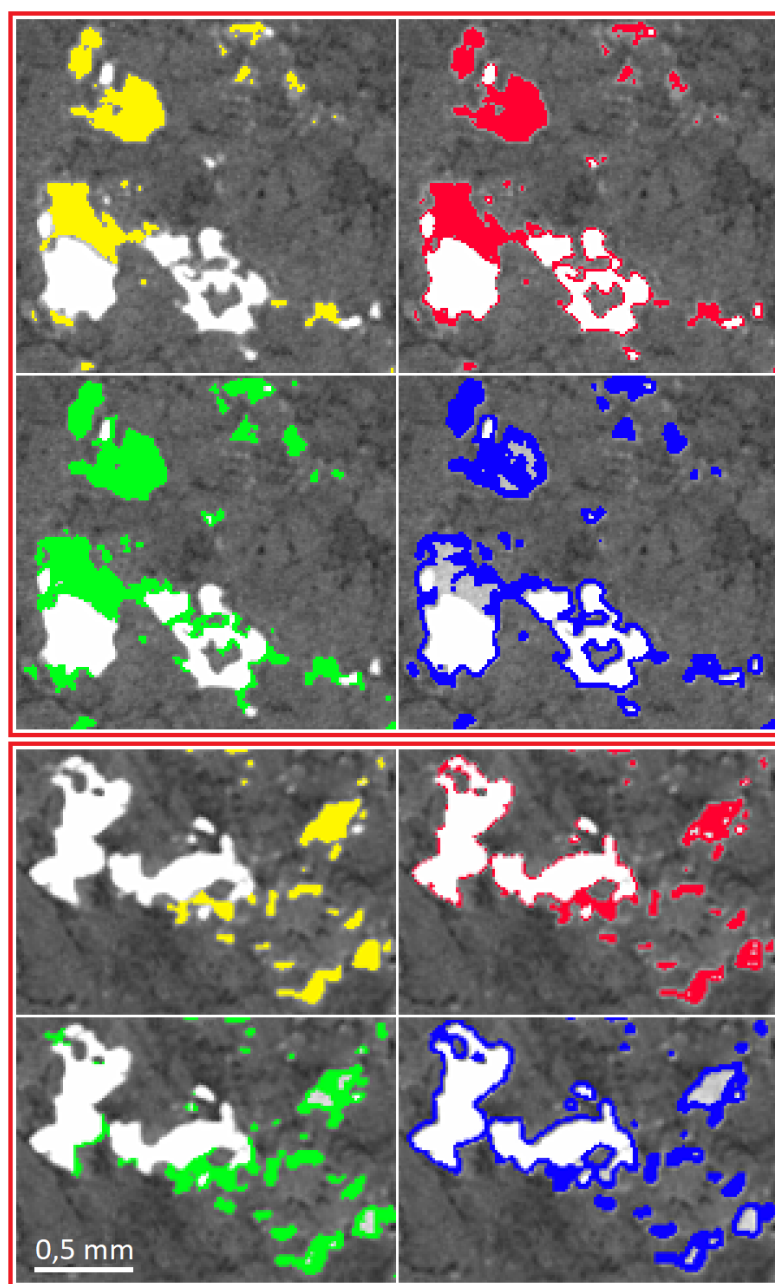
Na obr. 20 jsou znázorněny výsledky všech vybraných metod.



Obrázek 20: Porovnání všech metod na výřezu: a) metoda narůstání oblastí, b) shluková analýza, c) globální prahování

Na obr. 21 je porovnání dvou detailů s ruční segmentací. Ruční segmentace byla provedena manuálním výběrem každého pixelu do segmentu na základě dat z mikroskopu. Nejblíže k výsledku ruční segmentace se blíží metoda narůstání oblastí. V mnohých případech do segmentu nezahrnula nežádoucí hrany, protože způsob růstu segmentu je pouze ve směrech po ose  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Obraz je zostřen natolik, že na většině místech je tloušťka hran kovu Fe-Ni o velikosti jednoho voxelu. Tudíž jakékoliv vybočení hrany může růst ve zmíněných směrech zastavit a tím odvrátit segmentaci hrany. Pokud by bylo umožněno růstu i do jiných stran, měl by postupný růst tendence se více vracet k hranám fáze Fe-Ni.

Na začátku je nutné volit velikost okolí pro hledání fází. Při volbě velkého okolí metoda nemusí najít takové fáze, které jsou v některém rozměru velice úzké. Naopak při malém okolí může dojít k záměně s hranou.



Obrázek 21: Porovnání všech metod s ručně segmentovanou částí na detailech: ruční segmentace (žluté oblasti), prahování (červené oblasti), narůstání oblastí (zelené oblasti), shluková analýza (modré oblasti)

V tabulce 1 jsou naměřeny obsahy segmentů pro vybrané segmentační metody. Poslední sloupec udává rozdíl obsahu segmentu každé segmentační metody a obsahu segmentu získaným ruční segmentací. Data jsou naměřena z jednoho řezu meteoritu.

Tabulka 1: Porovnání obsahu segmentu v počtu pixelů pro každou segmentační metodu.

	obsah segmentu	rozdíl s ruční segmentací
ruční segmentace	11049 px	0 px
prahování	17192 px	6143 px
shluková analýza	40310 px	29261 px
narůstání oblastí	30662 px	19613 px

## Závěr

Práce se zabývá metodami segmentace tomografických dat multifázových materiálů. Jsou vybrány takové metody, které jsou vhodné pro segmentaci většího počtu souvislých objektů s různou hodnotou jasů. Analyzovanými objekty v obraze meteoritu jsou intermetalické fáze. Jednotlivé fáze příslušící danému materiálu jsou v obraze zastoupeny s konstantním odstínem šedi. Postup se skládá z přípravy a zpracování obrazu. V kap. 4 jsou hodnoceny metody odstranění šumu a ostření obrazu. Způsob ostření je proveden pomocí lokálních operátorů (ostřících masek), které zostřily obraz bez výrazné ztráty informací. Dále jsou vybrány a zhodnoceny různé segmentační metody. Metody jsou naprogramovány tak, že pracují plně automaticky s rozšířením do třetího rozměru.

První vybraná metoda je prahování metodou Otsu. Tato metoda vysegmentovala všechny žádané objekty fáze troilitu. Přestože byl obraz nejdříve zostřen pro minimalizaci rizika chybné segmentace hran světlejších objektů, došlo k nesprávné segmentaci na místech hran fází Fe-Ni.

Shluková analýza je testována s těmito příznaky: střední hodnota, směrodatná odchylka a průměrná odchylka. Shlukování probíhalo do pěti skupin a výsledky s různými kombinacemi příznaků se mezi sebou jen nepatrně liší. Metoda vysegmentovala, jak žádané objekty, tak i nežádané hrany světlejší fáze. Velikou výhodou shlukové analýzy je, že může pracovat i s jinými parametry než je hodnota odstínu šedi.

Metoda narůstání oblastí si s problémem poradila nejlépe. Úspěšně vysegmentovala žádané objekty a pouze v několika málo případech zahrnula i nežádoucí hrany světlejší fáze. Tato metoda je doplněna automatickou detekcí jednotlivých fází pro zasazení startovních bodů. Metoda používá statické kritérium vypočítané z počátečních dat.

Dalšího zlepšení realizovaných metod může být dosaženo použitím morfologických operací. Díky těmto operacím je možné nesprávně určené hrany přiřadit k požadovaným fázím.

## Reference

- [1] KALENDER, W. A. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications..* 3rd rev. ed. Erlangen: Publicis, 2011, 372 s. ISBN 978-3-89578-317-3.
- [2] CHRISTOPH, R. a H. J. NEUMANN. *X-ray Tomography in Industrial Metrology: Precise, Economical and Universal.* Mnichov. Süddeutscher Verlag onpact GmbH, 2012. ISBN 978-3-86236-045-1
- [3] ULLMANN, V. Aplikace ionizujícího záření: jaderné a radiační metody. *Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika, astrofyzika, kosmologie, filosofie* [online]. [cit. 2018-04-08]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
- [4] The essential physics of medical imaging. Second edition. 2002. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2003, 30(12), 1713-1713 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1007/s00259-003-1310-2. ISSN 1619-7070. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/ehost/detail/detail?vid=0&sid=65cfd04c-0ddc-4d8c-b9f3-17cefed19ec2%40sessionmgr4007&bdata=JmxhbmMc9Y3Mmc2l0ZT1laG9zdC1sa-XZldb=a9hAN=12482897>
- [5] NAVRÁTIL, L. a J. ROSINA. *Medicínská biofyzika.* Praha: Grada, 2005, 524 s. : il., portréty ; 24 cm. ISBN 80-247-1152-4.
- [6] *General Electric Measurement* [online]. [cit. 2018-03-25]. Dostupné z: <https://www.gemeasurement.com/inspection-ndt/radiography-and-computed-tomography/phoenix-vtomex-m>
- [7] *The Online Medical Device Exhibition* [online]. [cit. 2018-03-25]. Dostupné z: <http://www.medicalexpoc.com/prod/canon-medical-system-europe/product-70354-428515.html>
- [8] STOCK, R. S. *Microcomputed Tomography: Methodology and Applications.* Boca Raton. CRC Press, 2009. ISBN 978-1-4200-5876-5
- [9] KVASNICA, L. *Digitální metody zpracování trojrozměrného zobrazení v rentgenové tomografii a holografické mikroskopii.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 57 s.

- [10] KAK, A. C. a M. SLANEY *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Philadelphia, USA: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2001. ISBN 978-0-89871-494-4.
- [11] RADON, J. On the determination of functions from their integral values along certain manifolds. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* [online]. USA: IEEE, 1986, [cit. 2018-04-27]. DOI: 10.1109/TMI.1986.4307775. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4310076/>
- [12] BARRETT, J. F. a N. KEAT. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* [online]. 2004, 24(6), 1679 [cit. 2018-03-24]. Dostupné z: <https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.246045065>
- [13] JOVANOVIĆ, Z., F. KHAN, F. ENZMANN a M. KERSTEN. Simultaneous segmentation and beam-hardening correction in computed microtomography of rock cores. *Computers and Geosciences* [online]. Elsevier, 2013, 56, 142-150. [cit. 2018-04-10]. DOI: 10.1016/j.cageo.2013.03.015. ISSN 0098-3004. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Simultaneous-segmentation-and-beam-hardening-in-of-Jovanovic-Khan/4bea0abbbd576f00a4da86066b298116b8d7895f>
- [14] CNUUDE, V. a M.N. BOONE. High-resolution X-ray computed tomography in geosciences: A review of the current technology and applications. *Earth-science reviews* [online]. Elsevier B.V, 2013, 123, 1-17 [cit. 2018-05-18]. ISSN 0012-8252. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001282521300069X?via%3Dihub>
- [15] The University of Texas at Austin Jackson School of Geosciences [online]. ©2016 [cit. 2018-03-12]. Dostupné z: <http://www.ctlab.geo.utexas.edu/ct-applications/geological-applications/>
- [16] VAN GEET, M., R. SWENNEN a M. WEVERS. Towards 3-D petrography: application of microfocus computer tomography in geological science. *Computers and Geosciences* [online]. Elsevier, 2001, 27(9), 1091-1099 [cit. 2018-04-10]. DOI: 10.1016/S0098-3004(00)00154-0. ISSN 0098-3004. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0098300400001540>
- [17] STARÝ, P. *Optimalizace nastavení tomografické stanice GE phoenix pro plastové součásti obsahující kovové části*. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2014.

- [18] ICHINOSEKI, Y., T. NAGASAKA, K. MIYAMOTO, H. TAMURA, I. MORI a Y. MACHIDA. Noise Power Spectrum in PROPELLER MR Imaging. *Magnetic Resonance in Medical Sciences* [online]. Tokyo: Japan Science and Technology Agency, 2015, 14(3), 235 [cit. 2018-03-29]. DOI: 10.2463/mrms.2014-0071. ISSN 13473182. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/mrms/14/3/14\\_2014-0071/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/mrms/14/3/14_2014-0071/_article)
- [19] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods*. CRC, Press, 2005. ISBN 0-8247-5849-8.
- [20] WALEK, P., M. LAMOŠ a J. JAN. *Analýza biomedicínských obrazů: Počítačová cvičení*. 2. aktualiz. vyd. Brno. VUT FEKT Ústav biomedicínského inženýrství, 2015. ISBN 978-80-214-4792-9
- [21] TRUSSELL, H. a M. VRHEL *Fundamentals of digital imaging*. Cambridge: Press, Cambridge University, 2008, ISBN 978-0-521-86853-2.
- [22] CHANG, J., K. FAN a Y. CHANG. Multi-modal gray-level histogram modeling and decomposition. *Image and Vision Computing* [online]. Elsevier B.V, 2002, 20(3), 203-216 [cit. 2018-05-06]. DOI: 10.1016/S0262-8856(01)00095-6. ISSN 0262-8856. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0262885601000956>
- [23] SOJKA, E. *Digitální zpracování a analýza obrazu*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, 2000, 133 s. ISBN 80-7078-746-5.
- [24] OTSU, N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on* [online]. USA: IEEE, 1979, 9(1), 62-66 [cit. 2018-04-29]. DOI: 10.1109/TSMC.1979.4310076. ISSN 0018-9472. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4310076/>
- [25] ŠALPLACHTA, J. *Analýza 3D CT obrazových dat se zaměřením na detekci a klasifikaci specifických struktur tkání*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 93 s.

- [26] *A Tutorial on Clustering Algorithms: K-Means Clustering*. [online]. [cit. 2018-05-24]. Dostupné z: [http://home.deib.polimi.it/matteucc/Clustering/tutorial\\_html/kmeans.html#macqueen](http://home.deib.polimi.it/matteucc/Clustering/tutorial_html/kmeans.html#macqueen)
- [27] GONZALEZ, C. R. a R. E. WOODS. *Digital Image Processing* . sec. ed. New Jersey. Prentice-Hall, 2002. ISBN 0-201-18075-8
- [28] ŠEJNOHOVÁ, M. *Rentgenová počítačová tomografie embrya myši*. Brno: FEKT VUT v Brně, Ústav Biomedicínského inženýrství, 2015. 83 s.
- [29] SMAL, P., P. GOUZE a O. RODRIGUEZ. An automatic segmentation algorithm for retrieving sub-resolution porosity from X-ray tomography images. *Journal of Petroleum Science and Engineering* [online]. Elsevier B.V, 2018, 166, 198-207 [cit. 2018-05-18]. DOI: 10.1016/j.petrol.2018.02.062. ISSN 0920-4105. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0920410518301682>